

(11)Publication number : 11-311599
(43)Date of publication of application : 09.11.1999

(51)Int.Cl.

G01N 21/27
A61B 5/14
G01N 21/35

(21)Application number : 10-134649

(71)Applicant : HITACHI LTD
HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 28.04.1998

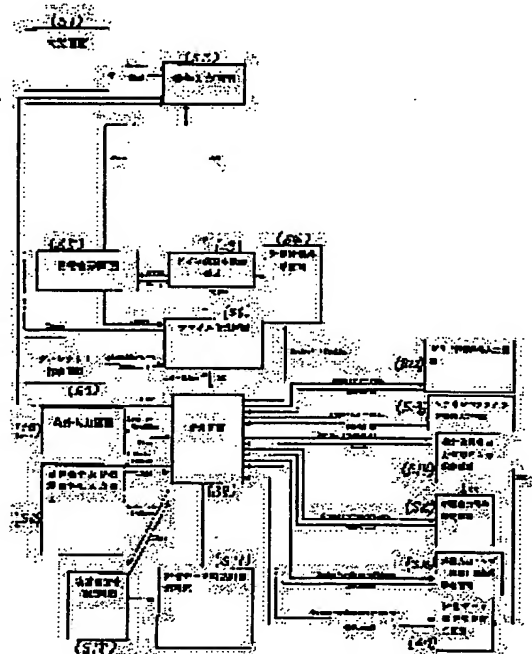
(72)Inventor : MAKI ATSUSHI
YAMASHITA YUICHI
YAMAMOTO TAKESHI
KOIZUMI HIDEAKI

(54) APPARATUS AND METHOD FOR LIGHT MEASUREMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an apparatus and a method appropriate for easily obtaining an image of a predetermined item on the basis of information obtained by optically measuring a body to be inspected.

SOLUTION: The apparatus and the method for light measurement include an initial display process (S1) wherein any one of selection of a light measurement, analysis of the result of the light measurement and termination of a program is selected and ordered, an input process (S2) wherein condition items including a measurement mode are input, a display process (S3) wherein a state showing a relationship of a light irradiation position, a light detection position and a measurement position according to the mode is displayed, a designation process (S10) wherein a file for storing the light measurement result is formed and a measurement condition for detecting a light signal from a body to be inspected which is irradiated from multi wavelengths and multi channels is designated, and a display process (S11) wherein a signal for each channel detected according to the designation result is displayed.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-311599

(43) 公開日 平成11年(1999)11月9日

(51) IntCl ⁶	識別記号	F I
G 0 1 N 21/27		G 0 1 N 21/27
A 6 1 B 5/14	3 1 0	A 6 1 B 5/14
G 0 1 N 21/35		G 0 1 N 21/35

審査請求 未請求 請求項の数19 F D (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願平10-134649

(22) 出願日 平成10年(1998)4月28日

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 牧 教
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 山下 優一
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(74) 代理人 弁理士 高田 幸彦 (外1名)

最終頁に続く

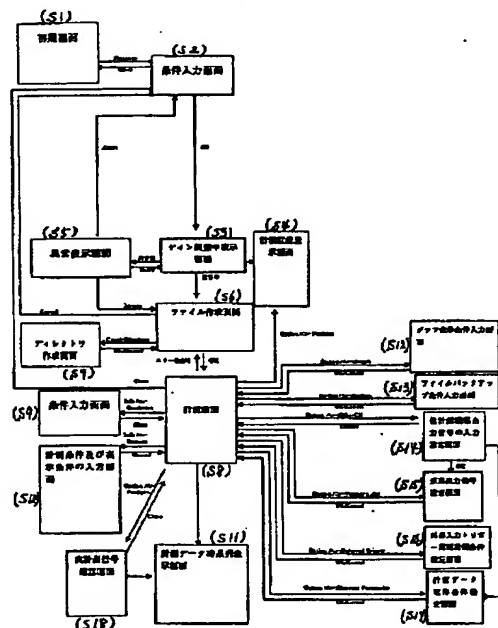
(54) 【発明の名称】 光計測装置及び光計測方法

(57) 【要約】

【課題】被検体を光計測し、その計測によって得られた情報にもとづく所定の項目の画像を容易に得るのに適した光計測装置及び光計測方法を提供すること。

【解決手段】光計測を選択するかまたは、前記光計測結果の解析をするかまたは、プログラムを終了するかのいずれかを選択指示する初期表示工程 (S1) と、測定モードを含めた条件項目を入力する工程 (S2) と、前記モードに合わせて光照射位置及び光検出位置及び計測位置関係を示す状態を表示する工程 (S4) と、前記光計測結果を記憶するファイルを作成するための指示工程と、多波長多チャンネルから照射され被検体内からの光信号を検出するための計測条件を指示する工程 (S10) と、前記指示結果に従い検出された各チャンネルごとの信号を表示する工程 (S11) とを含む。

図 2



【特許請求の範囲】

【請求項1】 光照射位置及び光検出位置を示す表示部と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられた状態を示す表示部を表示装置画面内に配置したことを特徴とする光計測装置。

【請求項2】 光照射位置及び光検出位置を示す工程と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられた状態を示す工程とを表示装置画面内に配置する工程とから成ることを特徴とする光計測方法。

【請求項3】 選択されたモードを指定する指定部と、計測点の数を表示する表示部と、光照射位置及び光検出位置を示す表示部と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられ状態を表示する部分から成る計測位置基示部と、計測された時系列データを表示する計測表示部と、データの取得条件の設定部と、前記データの取得状況を表示する部分と、計測の制御を指示する指示部と、前記計測表示部上の所定の位置に印しを付けるためのマーク指示部とを画面上に具備することを特徴とする光計測装置。

【請求項4】 前記データの取得条件の設定部として、被検体からの光信号によるデータ取得時間間隔指定及び表示部と、前記データの取得回数を示す表示部と、前記データの計測経過時間を示す表示部を具備することを特徴とする請求項3記載の光計測装置。

【請求項5】 前記計測の制御を指示する指示部として、計測開始指示部と前記データ取得終了指示部と、計測検査終了指示部とを具備することを特徴する請求項3記載の光計測装置。

【請求項6】 前記計測表示部が前記計測位置表示部と前記データの取得条件の設定部と、前記データの取得状況を表示する部分と、計測の制御を指示する指示部と、前記計測表示部上の所定の位置に印しを付けるためのマーク指示部とに重ならない範囲で大きく表示配置したことを特徴とする請求項3記載の光計測装置。

【請求項7】 選択されたモードを指定する指示部と、計測点の計測数を表示する表示部と、光照射位置及び光検出位置を示す表示部と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられた状態を表示する部分から成る計測位置表示部と、ゲイン調整中を表す表示部を具備することを特徴とする光計測装置。

【請求項8】 選択されたモードを指定する指定部と、計測点の計測数を表示する表示部と、光照射位置及び光検出位置を示す表示部と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられた状態を表示する部分から成る計測位置表示部と、異常表示部とを画面内に具備することを特徴する光計測装置。

【請求項9】 前記異常表示部として、航行中の操作を終了させる指示部と、再度ゲイン調整を指示する指示部と、異常が起きても無視して航行させることを指示する指示部とを有することを特徴する請求項8記載の光計測

装置。

【請求項10】 前記計測位置表示部を前記画面の中央部に配置したことを特徴する請求項8記載の光計測装置。

【請求項11】 選択されたモードを指定する指定部と、計測点の計測数を表示する表示部と、光照射位置及び光検出位置を示す表示部と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられた状態を表示する部分から成る計測位置表示部と、計測された時系列データを表示する計測表示部と、データの取得条件の設定部と、前記データの取得状況を表示する部分と、計測の制御を指示する指示部と、前記計測表示部上の所定の位置に印しを付けるためのマーク指示部と、実信号による仮計測指示表示部とを有することを特徴とする光計測装置。

【請求項12】 前記仮計測指示表示部として、少なくともグラフの倍率を指示する指示部を有することを特徴とする請求項11記載の光計測装置。

【請求項13】 データの取得条件の設定部と、データの取得状況を表示する部分と、計測の制御を指示する指示部と、前記計測表示部上の所定の位置に印しを付けるためのマーク指示部と、表示条件入力部とを有することを特徴とする光計測装置。

【請求項14】 前記表示条件入力部として表示の倍率及び表示時間を設定する設定部を有することを特徴とする請求項13記載の光計測装置。

【請求項15】 光計測モードを指示する工程と、被検体の条件を登録する工程と、刺激の条件を設定する工程とにより計測入力条件を設定する工程とを有する光計測方法。

【請求項16】 光計測を選択するかまたは、前記光計測結果の解析をするかまたは、プログラムを終了するかのいずれかを選択指示する初期表示工程と、測定モードを含めた条件項目を入力する工程と、前記モードに合わせて光照射位置及び光検出位置及び計測位置関係を示す状態を表示する工程と、前記光計測結果を記憶するファイルを作成するための指示工程と、多波長多チャンネルから照射され被検体内からの光信号を検出するための計測条件を指示する工程と、前記指示結果に従い検出された各チャンネルごとの信号を表示する工程とを含む光計測方法。

【請求項17】 選択されたモードを指定する工程と、計測点の計測数を表示する工程と、光照射位置及び光検出位置を示す工程と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられた状態を表示する工程と、計測された時系列データを表示する工程と、データの取得条件を設定する工程と、前記データの取得状況を表示する工程と、計測の制御を指示する工程と、前記計測表示部上の所定の位置に印しを付けるためのマークを指示する工程とを有することを特徴とする光計測方法。

【請求項18】 選択されたモードを指定する工程と、計測点の計測数を表示する工程と、光照射位置及び光検出

位置を示す工程と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられた状態を表示する工程と、ゲイン調整中を表す工程とから成ることを特徴する光計測方法。

【請求項19】選択されたモードを指定する工程と、計測点の計測数を表示する工程と、光照射位置及び光検出位置を示す工程と、計測位置と前記計測位置に番号を割り当てられ状態を表示する工程と、計測された時系列データを表示する工程と、データの取得条件を設定する工程と、前記データの取得状況を表示する工程と、計測の制御を指示する工程と、前記計測表示部上の所定の位置に印しを付けるためのマークを指示する工程と、実信号による仮計測を指示する工程とを有することを特徴とする光計測方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は光計測装置及び光計測方法、特に生体内部を光学的に測定し、それによって得られる情報信号にもとづいて生体内部を画像化するために用いられるのに適した光計測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体内部を簡便でかつ生体に害を与えずに測定する技術が臨床医療の分野で望まれている。この要望に対し、光を用いた計測は非常に有効である。その第1の理由は、生体内部の酸素代謝機能は生体中の特定色素(ヘモグロビン、チトクロームa₃、ミオグロビン等)、すなわち、光吸収体の濃度に対応し、この特定色素濃度は光(可視から近赤外領域の波長)吸収量から求められ得るからである。第2の理由は、光は光ファイバによる扱いが簡便であるからである。第3の理由は、光計測は、安全基準(ANSI Z 136-1973, JISC6802規格:2mW/mm²)の範囲内での使用により生体に害を与えないからである。

【0003】このような、光を用いた生体計測の利点を利用して、可視から近赤外の波長の光を生体に照射し、照射位置から10-50mm程度離れた位置での反射光から生体内部を測定する装置が、例えば、特開平63-277038号公報、特開平5300887号公報等に記載されている。また、厚さ100-200mm程度の生体を透過した光から酸素代謝機能のCT画像を計測する装置、すなわち光CT装置が例えば特開昭60-72542号公報、特開昭62-231625号公報に記載されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】生体光計測による臨床応用としては、例えば頭部を計測対象とする場合、脳の酸素代謝の活性化状態及び局所的な脳内出血の計測等が挙げられる。また、脳内の酸素代謝に関連して、運動、感覚さらには思考に及ぶ高次脳機能等を計測することも可能である。このような計測においては、非画像よりも画像として計測し表示することにより、その効果は飛躍

的に増大する。例えば、局所的な酸素代謝の変化部位の検出等では、画像として計測及び表示することが不可欠である。

【0005】多チャンネルの光計測装置において、実際の計測位置と計測信号を対応づけて、操作者オペレータに提示しなければ、不具合のあるチャンネルの迅速な発見が困難である。

【0006】また、計測の開始前にオペレータが多くの計測条件を入力しなければ臨床医療の現場では深刻な事態を招く問題があった。

【0007】本発明の目的は、被検体を光計測し、その計測によって得られた情報にもとづく所定の項目の画像を容易に得るのに適した光計測装置及び光計測方法を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明では多チャンネルの光計測装置特有の計測位置及び光ファイバの配置を、表示装置を用いてオペレータに提示した。また、この表示した配置図に、計測信号に対応して変化する機能をもたせることで、チャンネルの状況を把握することが容易となった。更に、本発明では表示装置に限られた数の計測条件を入力するウィンドウを提示し、入力後には次の階層の計測条件を提示した。

【0009】

【発明の実施の形態】図1は、本発明が適用される光計測装置の一実施例の主要部の構成を示す。本実施例では、例えば頭部の皮膚に光を照射し、それによって体内を通過した散乱光を皮膚から検出することにより大脳内部を画像化する実施形態を、計測チャンネルの個数すなわち計測位置の数が12の場合で示す。もちろん本発明は、計測対象として頭部に限らず他の部位、さらには生体以外にも実施可能である。

【0010】光源部1は4個の光モジュール2から構成されている。各光モジュールは、可視から赤外の波長領域内の複数の波長、例えば780nm及び830nmの2波長の光をそれぞれ放射する2個の半導体レーザから構成されている。これらの2波長の値は、780nmと830nmに限定されるものではなく、また、波長数も2波長に限定されるものではない。この光源部1については、半導体レーザの代わりに発光ダイオードを用いてもよい。この光源部1に含まれる全ての半導体レーザ8個からの光は、発振周波数の異なる8個の発振器で構成されている発振部3によりそれぞれ変調される。

【0011】図23は光モジュール2内の構成を、光モジュール2(1)を例にして示す。光モジュール2(1)内には、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)、及びこれらの半導体レーザの駆動回路4(1-a)、4(1-b)、が含まれている。ここで、括弧内の文字については、数字は含まれる光モジュール番号を、a bはそれぞれ波長780nm、

830nmを表す記号を示している。これらの半導体レーザ駆動回路4(1-a)、4(1-b)では、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)に対して直流バイアス電流を印加すると共に、発振器3によりそれぞれ異なる周波数 f (1-a)、 f (1-b)をも印加することで、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)から放射される光に変調を与える。この変調として、本実施例では正弦波によるアナログ変調の場合を示すが、もちろん、それぞれ異なる時間間隔の矩形波によるデジタル変調を用いてもよい。このようにして変調された光ビームはそれぞれの半導体レーザごとに集光レンズ5により光ファイバ6に個々に導入される。個々の光ファイバに導入された2波長の光は光モジュールごとに光ファイバ結合器7により1本の光ファイバ、たとえば照射用光ファイバ8-1内に導入される。光モジュールごとに、2波長の光ビームが照射用光ファイバ8-1~8-4内に導入され、これらの照射用光ファイバの他端から被検体9の表面上の異なる4個所の照射位置から光が照射される。被検体から反射された光は、被検体表面上の5個所の検出位置に配置されている検出用光ファイバ10-1~10-5で検出される。これらの光ファイバの端面は被検体9表面上に軽く接触しており、例えば特開平9-149903号公報に記載されているプローブにより光ファイバは被検体9に装着される。

【0012】図24は、被検体9表面上における、照射位置1~4及び検出位置1~5の幾何学的配置例を図3に示す。本実施例では、照射及び検出位置を交互に正格子状に配置する。隣接する照射及び検出位置の中点を計測位置とすると、この場合、隣接する照射・検出位置の組合せが12通り存在するため、計測位置数すなわち計測チャンネル数は12個となる。この光照射及び検出位置の配置は、例えば特開平9-149903号及びユウイチ・ヤマシタ(Yuichi Yamashita)他による「近赤外光トポグラフィ計測システム：散乱媒体中に局在する吸収体の画像化(Near-infrared topographic measurement system: Imaging of absorbers localized in a scattering medium)」、1996年、レビュー・オブ・サイエンティフィック・インスツルメント、第67巻、第730~732頁(Rev. Sci. Instrum., 67, 730(1996))に記載されている。隣接する照射及び検出位置間隔を3cmに設定すると、各検出位置で検出された光は、皮膚、頭蓋骨を通過して大脳の情報を有していることが、例えばビー・ダブル・マコーミック(P.W.McCormic)他による「赤外光の大脳内部の浸透(Intracerebral penetration of infrared light)」、1992年、ジャーナル・オブ・ニューロサージェリ、第76巻、第315~318頁(J. Neurosurg., 33, 315(1992))により報告されている。

【0013】以上のことから、この照射・検出位置の配置で12計測チャンネルを設定すれば、全体として6cm×6cmの領域にける大脳の計測が可能となる。この

実施例では、簡単のために計測チャンネル数が12の場合を示しているが、格子状に配置する光照射位置及び光検出位置の数をさらに増加させることにより、計測チャンネルをさらに増加させて計測領域を拡大することも容易に可能である。

【0014】図1において、それぞれの検出用光ファイバ10-1~10-5で検出された反射光は、検出位置ごとに、すなわち各検出位置に対応した検出用光ファイバごとに独立に5個の光検出器たとえばフォトダイオード11-1~11-5で検出する。このフォトダイオードとしては、高感度な光計測が実現できるアバランシェフォトダイオードであることが望ましい。また、光検出器としては光電子増倍管を用いてもよい。これらのフォトダイオードで光信号が電気信号に変換された後、変調信号の選択的な検出回路、例えば複数のロックインアンプから構成されるロックイン増幅器モジュール12で、照射位置かつ波長に対応した変調信号を選択的に検出する。この実施例では、アナログ変調の場合に対応する変調信号検出回路としてのロックイン増幅器を示しているが、デジタル変調を用いた場合、変調信号検出のためにデジタルフィルタもしくはデジタルシグナルプロセッサを用いる。

【0015】図25は、図1のロックイン増幅器モジュール12の構成を示す。まず、図24の検出位置1においてフォトダイオード11-1によって検出される検出信号について、その変調信号分離の説明を行う。「検出位置1」では、隣接した「光照射位置1」、「光照射位置2」、「光照射位置3」及び「光照射位置4」から照射された光を検出することができ、したがって図24における「計測位置4」、「計測位置6」、「計測位置7」及び「計測位置9」が計測対象位置となる。ここで、「検出位置1」においてフォトダイオード11-1で検出された光は、「照射位置1」、「照射位置2」、「照射位置3」及び「照射位置4」で照射された各2波長の光に対応する、変調周波数が f (1-a)、 f (1-b)、 f (2-a)、 f (2-b)、 f (3-a)、 f (3-b)、 f (4-a)及び f (4-b)である8個の信号成分を含んでいる。これらの8個の信号成分を含む光信号は8個の増幅器14-1~14-8を介して8個のロックイン増幅器13-1~13-8に導入される。8個のロックイン増幅器13-1~13-8には、それぞれ f (1-a)、 f (1-b)、 f (2-a)、 f (2-b)、 f (3-a)、 f (3-b)、 f (4-a)及び f (4-b)の変調周波数信号が参照信号として与えられている。したがって、「照射位置1」で照射された780nm及び830nmの光信号成分はロックイン増幅器13-1及び13-2によって、「照射位置2」で照射された780nm及び830nmの光信号成分はロックイン増幅器13-3及び13-4によって、「照射位置3」で照射された780nm及び830nmの光信号成分はロックイン増幅器13-5及び13-6によって、そして「照射位置4」

で照射された780nm及び830nmの光信号成分はロックイン増幅器13-7及び13-8によってそれぞれ選択的に分離してロックイン検出される。

【0016】「検出位置2」、「検出位置3」、「検出位置4」及び「検出位置5」においてそれぞれフォトダイオード11-2～11-5によって検出される検出信号についても同様にして所望の光信号成分が選択的に分離してロックイン検出される。すなわち、「検出位置2」においてフォトダイオード11-2によって検出された光信号は4個の増幅器14-9～14-12を介して4個のロックイン増幅器13-9～13-12に導入されて「照射位置1」で照射された780nm及び830nmの光信号成分と「照射位置2」で照射された780nm及び830nmの光信号成分がそれぞれ選択的に分離してロックイン検出され、「検出位置3」においてフォトダイオード11-3によって検出された光信号は4個の増幅器14-13～4-16を介して4個のロックイン増幅器13-13～13-16に導入されて「照射位置1」で照射された780nm及び830nmの光信号成分と「照射位置3」で照射された780nm及び830nmの光信号成分がそれぞれ選択的にロックイン検出され、「検出位置4」においてフォトダイオード11-4によって検出された光信号は4個の増幅器14-17～4-20を介して4個のロックイン増幅器13-14～13-20に導入されて「照射位置3」で照射された780nm及び830nmの光信号成分と「照射位置4」で照射された780nm及び830nmの光信号成分がそれぞれ選択的にロックイン検出され、そして「検出位置5」においてフォトダイオード11-5によって検出された光信号は4個の増幅器14-21～4-24を介して4個のロックイン増幅器13-21～13-24に導入されて「照射位置2」で照射された780nm及び830nmの光信号成分と「照射位置4」で照射された780nm及び830nmの光成分がそれぞれ選択的にロックイン検出される。

【0017】なお、図24からわかるように、検出位置が「検出位置2」、「検出位置3」、「検出位置4」及び「検出位置5」である場合の計測対象位置は「計測位置1」及び「計測位置3」、「計測位置2」及び「計測位置5」、「計測位置10」及び「計測位置12」並びに「計測位置8」及び「計測位置11」である。

【0018】以上のように、波長の数が2で、計測位置の数が12の場合は、計測する信号数は24となるため、ロックイン増幅器モジュール12では合計で24個のロックイン増幅器13-1～13-24が用いられる。これらのロックイン増幅器13-1～13-24（チャンネル1～24）から出力されるアナログ出力信号はサンプルホールド回路モジュール16の対応するチャンネルのサンプルホールド回路によってそれぞれ所定時間積算される。その積算終了後スイッチ（マルチプレ

クサ）17を順次切り替え、それぞれのサンプルホールド回路に蓄積された信号は例えば12ビットのアナログ／デジタル変換器（A/D変換器）18によってデジタル信号に変換され、その変換された全チャンネルの信号は計算機19の外部にある記憶装置に記憶される。もちろん、この記憶は計算機9の内部にある記憶装置になされてもよい。

【0019】サンプルホールド回路モジュール16を用いない場合は、スイッチ16を高速で繰り返し切り替える。その切り替えごとに各チャンネルのアナログ信号をアナログ／デジタル変換器18によってデジタル信号に変換して、記憶装置20に蓄積し、チャンネルごとに所定の回数取得されたデジタル信号を計算機19によって平均化して、記憶装置20に記憶する。この方式によっても、高周波成分の雑音を低減することができる。

【0020】計算機19は記憶されているデータをもとにして、脳活動に伴う酸素化ヘモグロビン濃度変化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化、さらにはこれらヘモグロビン濃度総量としての全ヘモグロビン濃度変化を、例えば、特開平9-19408号公報及び前述アツシ・マキ(Atsushi Maki)他による「無侵襲近赤外光トポグラフィによるヒト脳活動の時空間解析(Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography)」、1995年、メディカルフィジックス、第22巻、第1997～2005頁(Medical physics, 22, 1997(1995))に記載されている方法で計算し、表示部20にトポグラフィ画像等を表示する。

【0021】図1において、計算機19はパーソナルコンピュータであってよい。計算機19には操作部22が接続され、該操作部は種々の情報のインプットやアウトプットを行ったり、データの追加や削除をしたりするキーボードやマウス等を含む。

【0022】図26は、ある検出位置における計測信号30と該計測信号から求められる予測無負荷信号31の経時変化を表すグラフである。このグラフは表示部21に表示されるもので、その横軸は計測時間を表わし、縦軸はヘモグロビン濃度の相対変化量すなわち生体の特定機能（例えば指等、身体の一部を動かすこと等）が働くことによる脳の特定部位のヘモグロビン濃度変化に対応する。予測無負荷信号31は、計測信号30から、負荷を与えた時間（負荷時間） T_1 と負荷印加後信号が元に戻るまでの時間（緩和時間） T_2 における信号を除き、負荷前時間 T_1 と負荷印加後時間 T_3 における計測信号31に対して任意関数を最小二乗法を用いてフィッティングし、求たものである。本実施例では、任意関数を2次の線形多項式を用い、 $T_1=40$ 秒、 $T_2=30$ 秒、 $T_3=30$ 秒として処理している。

【0023】図27は、ある計測位置における酸化及び還元ヘモグロビンの濃度の相対変化量の時間変化を表

す、表示部21に表示されるグラフである。横軸は計測時間を表し、縦軸は相対濃度変化量を表す。また、斜線で示した時間が負荷印加時間(右手指の運動期間)である。図26の相対変化量については、無負荷信号31と予測無負荷信号32にもとづき、酸化及び還元ヘモグロビン(H_2O_2 , H_2)の濃度の負荷印加による相対変化量は所定の演算処理により求められる。

【0024】図28及び図29は、それぞれ被検者の左手指及び右手指の運動を負荷として、各計測点の酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量の時間変化から作成した、表示部21に表示される等高線画像(トポグラフィ画像)を示す。トポグラフィ画像は、負荷印加時間(図27の斜線期間)中の相対変化量信号32の時間積分値(時間平均値でもよい)を処理部19で計算し、各計測位置間の値はX軸方向及びY軸方向に線形に補間して作成したものである。トポグラフィ画像としては、図28及び図29に示すような等高線の他に、白黒濃淡画像、色彩による識別表示像であってもよい。図28及び図29の画像の比較から、明らかに右手運動時に特定の位置において酸化ヘモグロビン濃度が増加していることがわかる。

【0025】このような空間的分布の情報を画像として表示することにより計測結果の認識を迅速かつ容易にする。また、図28及び図29に示した画像は、負荷印加時間中の濃度相対変化量の時間積分値で作成したが、同一計測時間ごとの各計測位置の酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量によって同様にトポグラフィ画像を作成することも可能である。作成した複数のトポグラフィ画像を、計測時間の順に従って表示あるいは動画として表示すれば、酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量の時間変化を捉えることができる。

【0026】さらに、任意の1計測位置の酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量の時間変化と他計測位置の酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量の時間変化の自己及び相互相関関数を計算し、各計測位置における相関関数よりトポグラフィ画像を作成することもできる。各計測位置における相関関数は、時間ずれて定義される関数であるから、同一時間ずれてにおける相関関数の値よりトポグラフィ画像を作成し、その順序に従って表示あるいは動画として表示すれば、血液動態変化が伝播していく様子を可視化することができる。ここでは、酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量を代表的に用いて説明しているが、還元ヘモグロビン濃度の相対変化量あるいは酸化及び還元ヘモグロビン濃度の相対変化量の和で計算される総ヘモグロビン濃度相対変化量も同様にトポグラフィ画像を作成することができる。

【0027】図30は、上記記載の方法で作成されたトポグラフィ画像34を、被検者の脳表面画像35と重ねあわせた表示例を示す。トポグラフィ画像34は、生体の機能に関連して変化した脳の血液動態の変化であるため、脳表面画像と重ねあわせて表示することが望まし

い。脳表面画像35は3次元MRIあるいは3次元X線CTで計測し表示する。トポグラフィ画像34は、各計測位置の座標を脳表面に位置するように座標変換し、座標変換した後の各計測位置間の値を補間してトポグラフィ画像を作成する。作成したトポグラフィ画像34と脳表面画像35を重ねあわせて表示するとき、重ねたトポグラフィ画像34の色を半透明として、下に位置する脳表面画像が透けて見えるようにする。

【0028】図2は、図1に示される光計測装置を用いて被検体の計測を行う、本発明にもとづく一例としてのフローを示す。操作は、オペレータが、図3~22に示される、表示部21の画面表示面に表示される画面を見ながら順次進めて行くことができるようになっている。

【0029】装置のオペレーティングシステムが立ち上げられると、まず図3に示されるメインメニュー選択用の初期画面が表示される(S1)。図3において、ボタン301を選択すると計測処理に進み、ボタン302を選択するとデータ解析に進み、ボタン303を選択すると、プログラムを終了する。

【0030】今、ボタン301が選択されたとすると、図3に示される初期画面は消去されて、計測処理に進み、はじめに、図4に示される条件入力画面が表示部21の表示面中央に表示される(S2)。図4において、各部の意味や機能は次の通りである。

401: タイトルを入力するバーである。具体的には、行われる検査の名称を入力する。

402: 日付及び時間を表示する部分で、デフォルト(自動的に表示される数字や文字)で画面表示時の日付及び時間が表示される。

403: 刺激の種類(例えば指運動、書字、発語、薬剤投与等)を入力する部分である。リスト表示ボタン(逆三角ボタン)を押してリストボックス内から既に登録してある種類を選択する。選択した種類は背景色を変えたり、反転して表示される。データは追加、削除ができる。

404: 刺激入力部で選択された種類項目を削除することができる。

405: 計測モードを選択する部分である。計測モードは計測チャンネルの数と計測する面の数によって決まものである。例えば計測チャンネル数が12で、計測する面の数が2の場合を計測モード1とする; が如きである。

406: 自由なメモ書き部分である。

407: 被検者名を入力する部分である。

408: 被検者の年齢を入力する部分である。

409: 被検者の性別を入力する部分である。

410: 被検者の種類すなわち患者か健康者かを入力する部分である。

411: 設定終了ボタンである。

412: 初期画面に戻るためのボタンである。

【0031】以上のような条件を入力し、設定した後、ボタン412を押すと図4に示される条件入力画面は消去され、フローは初期画面表示に戻るが、ボタン411を押すと、図4に示される条件入力画面は消去され、図5に示されるゲイン調整中表示画面が表示面中央に表示される(S3)。これは計測系が自動ゲイン調整中であることを表し、調整が終了すると、図5に示されるゲイン調整画面は消去され、図6に示される計測位置表示画面が表示面中央に表示される(S4)。この画面はこの後表示部21の表示面の所定位置に基本的に常時表示される。この計測位置表示画面を常時表示することで、多数ある計測信号と実際の計測位置との対応を容易かつ迅速に把握することが可能となる。ここで、通常、図1の照射用光ファイバ8-1~8-4及び検出用光ファイバ10-1~10-5は、被検者がかぶるヘルメットに固定される。従って、計測チャンネル番号をヘルメット上に明示し、図6中の602の番号との位置関係を、予め明確にさせておけば、さらにオペレータの認知を助ける。

【0032】図6において、601は選択された計測モードを表示する部分であり、表示される計測位置表示画面は選択された計測モードに対応したものとなる。602は計測面の計測チャンネルの数を表示する部分である。603は照射用及び検出用光ファイバの設定位置、すなわち光照射位置及び検出位置を表す。604は計測チャンネルの番号を表し、自動ゲイン調整がうまくいった場合は、計測チャンネルが緑色で表示される。

【0033】ゲイン調整がうまくいかなかった計測チャンネルが1つでもある場合は、その計測チャンネルは赤色で表示される。この場合はまた、図7に示される異常表示画面が図6に示される計測位置表示画面の近傍に表示される(S5)。ゲイン調整がうまくいかない場合は、赤色表示の左右又は上下の計測位置に問題がある可能性があることを意味する。赤色表示の場合は、光ファイバの設定が悪いためと考えられるので、光ファイバの設定のし直しが必要である。そこで、光ファイバの再設定後、図7において、701が図3あるいは図4の画面に戻って計測を中止するとき用いられる。図7のボタン702を押すと、図7に示される異常表示画面が消去され、図5に示されるゲイン調整中表示画面が表示されて、再度自動ゲイン調整が行われる。ゲイン調整後、再度異常がある場合には、図5に示されるゲイン調整中表示画面を消去し、再度図6に示される計測位置表示画面の異常計測チャンネルを赤色表示し、図7に示される異常表示画面を図6に示される計測位置表示画面の近傍に表示する。異常が生じない場合には、図5に示されるゲイン調整中表示画面を消去し、図6に示される計測位置表示画面中の全計測チャンネルを緑色表示に変え、図8に示されるファイル作成画面が表示される。

【0034】図7において、703は異常を無視する場

合に押すボタンで、このボタンを押すと、図6に示される計測位置表示画面中の異常計測チャンネルを無視し(赤色表示のまま)、図8に示されるファイル作成画面が表示される(S6)。異常の有無にかかわらず、図8に示されるファイル作成画面は表示面内中央に表示され、図6に示される計測位置表示画面は、図8に示されるファイル作成画面の表示に伴い、表示面内の左下に位置が移動する。この表示方法により、オペレータは常に入力すべき条件に注目することが可能となる。

10 【0035】図8において、各部の意味や機能は次の通りである。

801: ファイル名を入力する部分である。

802: ボタン804で選択されている階層に存在する、全てのファイルのリストを表示するための部分で、例えばここには以前に計測したデータ名を表示する。803: 現在のパスを表示する部分である。

804: ディレクトリリスト(階層リスト)を表示する部分である。

20 805: 計測処理に進むことの許可を与えるボタンである。

806: キャンセルして図4の条件入力画面に戻るために押すボタンである。このボタンを押すと、図8に示されるファイル作成画面及び図6に示される計測位置表示画面は消去され、図4に示される条件入力画面が表示される。

807: 図9に示されるディレクトリ作成画面を表示して、新しいディレクトリを作成するときに用いるボタンである。このボタンを押すと、ディレクトリ作成画面は若干ずれた状態で図8に示されるファイル作成画面上に重なって表示される。このとき、図9に示されるディレクトリ作成画面は操作できない。

808: ドライブの指定を行うためのボタンである。ボタン807を押すと、図9に示されるディレクトリ作成画面が表示される(S7)。図9において、901は作成するディレクトリ名を入力する部分、902はディレクトリ作成終了のボタン、903はキャンセルボタンで、いずれのボタンを押した場合でも、図9に示されるディレクトリ作成画面は消去され、図8に示されるファイル作成画面に戻る。

30 【0036】図8において、ボタン805を押すと、図8に示されるファイル作成画面は消去され、図10に示される計測画面が表示面内左上に表示され(S8)、図14に示される計測データ時系列表示画面が表示面内右大部分に単数又は複数表示される(S11)。図8は、計測の実行をコントロールするのに用いられる。図10において、各部の意味や機能は次の通りである。

1001: Infoを選択するボタンで、Infoを選択すると、図11に示されるように、サブメニューとしてCondition又はTuneupを選択する画面が表示される。図11のサブメニュー内のConditionを選択すると、図4と同

じ条件入力画面が表示される(S9)。これは、現状確認あるいは追加の条件入力目的である。図11のサブメニュー内のTuneupを選択すると、図12に示される計測条件及び表示条件の入力画面が表示される(S10)。ステップ9又はステップ10において、キャンセルボタンを押すと、図4に示される条件入力画面又は図12に示される計測条件及び表示条件入力画面が消去され、図10の計測画面に戻る。

1002: Optionを選択するボタンで、Optionを選択すると、図13に示されるようにサブメニュー画面が表示される。ここでは、後述する計測中のグラフ表示条件、データのバックアップ間隔及び他計測機器から出力される信号等の条件を入力するが、自動的に前回の計測時に設定した値が反映されるという学習機能の故に毎回設定する必要はない。

1003: データ取得時間間隔を指定して表示する部分である。

1004: データ取得回数(サンプリング回数)を表示する部分である。

1005: 計測経過時間を表示する部分である。

1006: 次の計測状態を表示する部分である。

Run : 計測中
Completion : 計測正常終了
Overrun : A/D変換器のオーバーフローによる計測異常終了
Stop : その他の計測異常終了
File error : 計測ファイル書き込みエラー
Back up file error: バックアップファイル書き込みエラー

1007: 計測開始用のボタンである。このボタンを押すと、計測が行われ、図14中の各軸に計測データ時系列信号グラフが表示される(S11)。表示されるグラフは変化率を表す。

1008: データ取得終了用のボタンである。

1009: 計測及び検査終了用のボタンである。

1010: マークボタン1011押下後の経過時間を表示する部分である。これにより、いちいちストップウォッチで刺激時間を管理しなくともよくなるという利便さが与えられる。

1011: マークボタンである。計測中に図14のグラフに縦線からなるマークを入れるためのものである。普通は、このマークはデータ解析時の参照用として刺激開始終了時に入力するが、計測中に時刻を記録しておきたい事象が発生した場合に任意に入力してもかまわない。

【0037】図12に示される計測条件及び表示条件の入力画面においては、選択された計測モードに応じた計測条件が表示される。計測条件は、計測チャンネル(計測位置)、A/D変換器のチャンネル、波長、信号増幅率等の対応を表す。また、ここで、計測するチャンネルの指定及びグラフ表示するチャンネルの指定をすること

もできる。さらに、空いているチャンネルに別の信号を入力することを指示することもできる。図12の画面において各部の意味や機能は次の通りである。

1201: 選択された計測モードで使用している波長ごとに計測条件及び表示条件を示す表があり、提示したい波長に関する表をこのタブを用いて選択する。

1202: グラフ表示の要否を指定し、表示する部分である。Trueはグラフ表示を意味し、falseはグラフ非表示を意味する。予め、グラフ非表示にしたい計測チャンネルごとに選択しておき(Visible列の中でクリックすると選択されて背景色が変わるか又は反転表示される)、

1212のFalseボタンを指定することで、選択した計測チャンネルがTrueからFalseに変わる。

1203: ロックインアンプのゲインを表示する部分である。

1204: A/D変換器のダイナミックレンジを表示する部分である。1203及び1204には自動ゲイン調整で決定された値が表示される。

1205: 波長を表示する部分である。

1206: 信号の種類を表示する部分である。Opticalは光計測を意味する。例えば、脳波信号を追加チャンネルで同時に計測する(1208で追加を指定できる)場合には、EEGとオペレータが入力する。データ解析時に、Optical以外の信号を区別して処理ができる。

1207: 計測チャンネルの番号を表示する部分である。

1208: A/D変換器のチャンネル番号の有効(True)・無効(False)を指定し表示する部分である。指定方法は1202の場合と同じである。Falseにした場合は、指定したチャンネルでの計測は行われない。

1209: 1202~1208の選択した位置に文字列、数字等を入力するものである。

1210: A/D変換器のダイナミックレンジを変更する部分である。1204選択時に有効となる。

1211: ロックインアンプのゲインを変更する部分である。1203選択時に有効となる。

1212: 1202及び1208列内のTrue及びFalseの切り替えを行う部分である。

1213: 表示される計測モードを選択する部分である。Eachは表示する表を波長別に複数の表で表示し、Allは全計測チャンネルを1枚の表で表示する。

1214: 設定を終了するためのボタンである。

1215: 設定をキャンセルするためのボタンである。

【0038】図12の画面によれば、計測条件(1203~1208)のモニタとグラフ表示(1202)条件を1画面で表し、確認と設定変更が簡便に行える。また、他計測機器(装置)の信号をこの画面を用いて取り込むこともできる。さらに、図12の画面は、入力信号の計測要否をオペレータが選択して使用する条件を入力する唯一の画面である。

【0039】図13に示される、図10の計測画面中のOptionのサブメニュー画面では、何を選択するかによって次のような画面がそれぞれ表示される。ただし、図1*

- ・ Graph : 図14のグラフの表示条件入力画面(図15)
- ・ Backup : ファイルバックアップ条件入力画面(図16)
- ・ Other CH : 他計測機器出力信号の入力設定画面(図17)
- ・ Trigger Pulse : 矩形波出力信号設定画面(図18)
- ・ External Trigger : 外部入力トリガー同期計測条件設定画面(図20)
- ・ Measurement
 - Parameter : 計測データ取得条件設定画面(図21)
- ・ Prescan : 計測信号確認画面(図22)
- ・ Position : 計測位置表示画面(図6)(ステップS6への戻り)

図15～18、20～22の画面について、その各部の意味や機能を以下に説明する。

【0040】図15(図14のグラフの表示条件入力画面)(S12)

1). X軸のレンジを入力する。レンジの入力には、1501で行う倍率での入力と、1503で行う、表示する時間での入力との2種類の入力方法がある。

1501: グラフのX軸の表示倍率入力を選択するボタンである。

1502: グラフのX軸の表示倍率をパーセント入力する部分である。例えば100%のとき時3600秒の期間を表示する場合に、1000%に変更すると360秒の範囲となる。この場合360秒を越えると、画面が左にスクロールする。具体的には、362秒のデータが取得されると、図14のグラフのX軸の範囲は2秒から362秒の信号を表示する。

1503: グラフのX軸の表示時間入力を選択するボタンである。このボタンが選択されると自動的に1501は非選択となる。1501と1503のボタンは互いに排他的なものである。

1504: グラフのX軸の表示時間を入力する部分である。

1505: 1504で指定された表示時間内に取得されるデータ数を表示する部分である。

2). Y軸のレンジを入力する。

1506: グラフのY軸の表示倍率を入力する部分である。X軸の倍率入力の場合と考え方は同じである。

3). 図14のグラフ表示の形式を選択する。

【0041】1507: 計測チャンネル順に全チャンネル(図12で表示選択したすべてのチャンネル)を表示することを選択するボタンである。このボタンが選択されると、各計測チャンネルの計測に用いられる波長数(実施例では2波長(と同数の図14の画面が重ならないで表示される。このとき、第1画面は第1波長の、計測チャンネル順の信号を表示し、第2画面は第2波長の、計測チャンネル順の信号を表示する。特に設定しなければ、Togetherが選択される。

1508: 全チャンネルを一つのウィンドウ内に表示す

* 3においては、選択されるべきTrigger Pulse及びExternal Triggerの表示は省略されている。

るボタンである。

1509: 各チャンネルごと個別のウィンドウ内にグラフを表示するためのボタンである。さらに表示方法の種類として以下の2種類がある。

Title: グラフをタイル状に並べて表示する。

Cascade: グラフを重ねて表示する。

1510: 指定した1チャンネルだけのグラフを表示する(図12で表示するチャンネルが選択できる)。

1511: グラフの表示をしないことを強いるための部分である。

1512: 設定を終了するための部分である。設定終了により画面表示は図10の画面表示に戻る。

1513: キャンセルをするための部分である。キャンセルの場合も画面表示は図10の画面表示に戻る。

【0042】図16(ファイルバックアップ条件入力画面)(S13)

これは、計測中の停電や、図8のファイル作成画面で指定したファイルが何らかの原因で壊れた場合を予想して、計測中に随時データをバックアップする機能の条件を設定するものである。

1601: バックアップの要否を指定する部分である。

1602: バックアップ間隔時間を入力する部分である。

1603: バックアップファイル名をフルパスで入力する部分である。

1604: ディレクトリ、ファイルを参照する部分である。図8のファイル作成画面が表示され、指定ファイル名が1603のBackup File Nameエリアに入る。

1605: 設定終了用ボタンである。設定終了により画面表示は図10の画面表示に戻る。

1606: キャンセル用ボタンである。キャンセルの場合も画面表示は図10の画面表示に戻る。

【0043】図17(他計測機器出力信号の入力設定画面)(S14)

この画面を使って他計測機器から出力される信号を、空いているA/D変換器チャンネルデータを取得する。取得する際のA/D変換器のチャンネル番号、信号の種類名(EEG等)、A/D変換器のダイナミックレンジを

選択する。

【0044】1701：空いている入力用のA/D変換器のチャンネル番号を表示する部分である。空いているA/D変換器のチャンネルの一番若番号が自動的に自動的に割り当てられる。

1702：信号の種類名を入力する部分である。

1703：その他の入力のA/D変換器のダイナミックレンジを選択する部分である。

1704：設定終了用ボタンである。設定終了により画面表示は図10の画面表示に戻る。

1705：キャンセル用ボタンである。キャンセルの場合も画面表示は図10の画面表示に戻る。

【0045】図18（矩形波出力信号設定画面）（S15）

本光計測装置から定期的に矩形電圧信号を出力する。この信号を他の計測機器（脳波計等）に入力することで、計測時刻を機器間で厳密にあわせることが可能となる。矩形波信号は例えばパソコンのシリアルポートから出力する。

【0046】出力する矩形波信号には、図19に示されるように、3種類ある。1種類目は開始時のみ出力する矩形波信号である。2種類目は計測終了まで定期的に出力する矩形波信号である。3種類目は図10のマークボタン1011を押すことと同期して出力する矩形波信号である。図18の画面でこれらの3種類の矩形波信号の条件を設定することができる。

1801：矩形波出力の要否を選択する部分である。

1802：矩形波出力する端子を選択する部分である。

1803：1種類目の矩形波の時間幅を入力する部分である（図19のA参照）。

1804：1種類目の矩形波の繰り返し回数を入力する部分である（図19のB参照）。

1805：2種類目の矩形波の繰り返し回数を入力する部分である（図19のC参照）。

1806：2種類目の矩形波の時間幅を入力する部分である（図19のD参照）。

1807：3種類目の矩形波の時間幅を入力する部分である（図19のE参照）。

1808：設定終了用ボタンである。設定終了により画面表示は図10の画面表示に戻る。

1809：キャンセル用ボタンである。キャンセルの場合も画面表示は図10の画面表示に戻る。

【0047】図20（外部入力トリガー同期計測条件設定画面）（S16）

この画面は、外部からのトリガー信号に同期して計測する場合に使用する画面である。同期計測することで、他計測機器や刺激装置などと完全に時間の同期が取れる。

2001：外部入力トリガー同期計測の要否を指定する部分である。

2002：外部入力トリガー信号に用いるA/D変換器

のチャンネル番号を入力する部分である。

2003：1回のトリガー信号に対する計測時間を入力する部分である。

2004：トリガー信号と認識される電圧値の閾値を入力する部分である。

【0048】2005：設定終了用ボタンである。設定終了により画面表示は図10の画面表示に戻る。

2006：キャンセル用ボタンである。キャンセルの場合も画面表示は図10の画面表示に戻る。

10 【0049】図21（計測データ取得条件設定画面）（S17）

ここでは、A/D変換器のチャンネルの操作周波数（Burst Rate）、A/D変換器の1チャンネル当たりのサンプリング周波数（Conversion Rate）、取得データの加算平均回数（Number of Samples）、取得データの加算時間（Acquisition Time）、データ取得時間間隔（Sampling Period：図10の1003と同じ）及び前計測時間を設定することができる。

2101：Burst Rateを表示、入力する部分である。

2102：Conversion Rateを表示、入力する部分である。

2103：1回のサンプリングで取得するサンプル数を表示、入力する部分である。

2104：データ取得時間を表示する部分である。

2105：データ取得時間間隔を表示、入力する部分である。

2106：計測時間を表示、入力する部分である。

2107：設定終了用ボタンである。設定終了により画面表示は図10の画面表示に戻る。

30 2108：キャンセル用ボタンである。キャンセルの場合も画面表示は図10の画面表示に戻る。

【0050】図22（計測信号確認画面）（S18）

本画面は、必要に応じて本計測に入る前に予備計測を行い、オペレータが信号状態を確認するのに用いられる。グラフ表示される信号の値は電圧値を表す。

【0051】2201：データ取得間隔を表示する部分である。

2202：データ取得回数（サンプリング数）を表示する部分である。

40 2203：計測経過時間を表示する部分である。

2204：計測状態を表示する部分である（図10参照）。

2205：グラフのX方向の倍率を指定する部分である（図15参照）。

2206：予備計測結果を書くチャンネルごとに数値で表示する部分である。

2207：出力信号確認開始用ボタンである。このボタンを押すと、図15に示される画面で設定されたグラフのスタイルに応じて、単数あるいは複数の、図14に示される画面内に計測信号を表示する。

2208:計測中断用ボタンである。

2209:予備計測終了用ボタンである。このボタンを押すと、表示画面は図10の画面に戻る。

【0052】以上説明した実施例により、習熟していないオペレータによっても、迅速に間違いのない入力が可能となる。また、オペレータにとっては、詳細な設定が可能なオプション機能も備えられている。

【0053】

【発明の効果】本発明によれば、被検体を光計測し、その計測によって得られた情報にもとづく所定の項目の画像を容易に得るのに適した光計測装置及び光計測方法が提供される。

【0054】本発明によればまた、習熟していないオペレータによっても、迅速に間違いのない入力が可能となり、したがってまた、操作マニュアルを熟知することなく光による計測操作が可能となる。

【0055】さらに、本発明によれば、被検体の変化の状況例えば脳の酸素代謝の活性化状態を高精度に把握することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用される光計測装置の一実施例の主要部の構成を示すブロック図。

【図2】図1に示される光計測装置を用いて被検体の計測を行う、本発明にもとづく一例としてのフロー図。

【図3】表示部に表示される初期画面を示す図。

【図4】表示部に表示される条件入力画面を示す図。

【図5】表示部に表示されるゲイン調整中表示画面を示す図。

【図6】表示部に示される計測位置表示画面を示す図。

【図7】表示部に表示される異常表示画面を示す図。

【図8】表示部に表示されるファイル作成画面を示す図。

【図9】表示部に表示されるディレクトリ作成画面を示す図。

【図10】表示部に示される計測画面を示す図。

【図11】表示部に表示される、図10のInfoのサブメニュー画面を示す図。

【図12】表示部に表示される計測条件及び表示条件の入力画面を示す図。

【図13】表示部に表示される、図10のOptionのサブメニュー画面を示す図。

【図14】表示部に表示される計測データ時系列表示画面を示す図。

【図15】表示部に表示される、図14のグラフの表示

条件入力画面を示す図。

【図16】表示部に表示されるファイルバックアップ条件入力画面を示す図。

【図17】表示部に表示される他計測機器出力信号の入力設定画面を示す図。

【図18】表示部に表示される矩形波出力信号設定画面を示す図。

【図19】図18で条件設定される矩形波出力信号波形を示す図。

10 【図20】表示部に表示される外部入力トリガー同期計測条件設定画面を示す図。

【図21】表示部に表示される計測データ取得条件設定画面を示す図。

【図22】表示部に表示される計測信号確認画面を示す図。

【図23】図1の光モジュール内の構成を示すブロック図。

【図24】被検体表面上における、照射位置及び検出位置の幾何学的配置例を示す図。

20 【図25】図1のロックイン増幅器モジュールの構成を示すブロック図。

【図26】ある検出位置における計測信号と該計測信号から求められる予測無負荷信号の経時変化を表す一例としてのグラフ。

【図27】ある計測位置における酸化及び還元ヘモグロビンの濃度の相対変化量の時間変化を表す一例としてのグラフ。

【図28】被検者の左手指の運動を負荷として、各計測点の酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量の時間変化から作成した等高線画像(トポグラフィ画像)を示す図。

【図29】被検者の右手指の運動を負荷として、各計測点の酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量の時間変化から作成した等高線画像(トポグラフィ画像)を示す図。

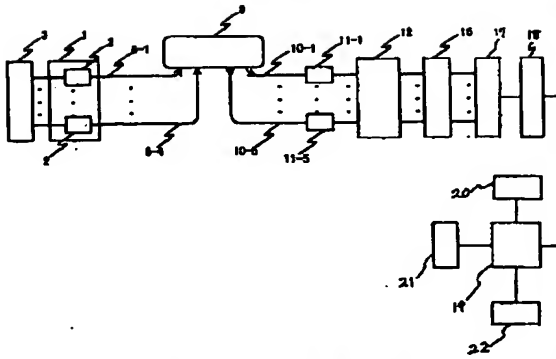
【図30】トポグラフィ画像を被検者の脳表面画像と重ねあわせた表示例を示す図。

【符号の説明】

1:光源部、2:光モジュール、3:発振部、8-1~8-4:照射用光ファイバ、9:被検体、10-1~10-5:検出用光ファイバ、11-1~11-5:フォトダイオード、12:ロックイン増幅器モジュール、16:サンプルホールド回路モジュール、17:スイッチ(マルチプレクサ)、18:アナログ/デジタル変換器、19:計算機、20:記憶装置、21:表示部、22:操作部。

【図1】

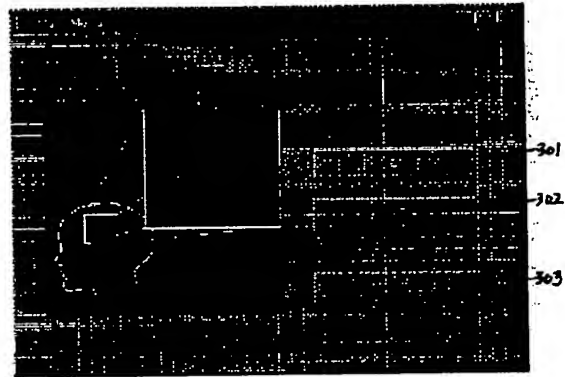
図1



1:光源部 2:モジュール 3:光源部 4-1~4-4:照射用光ファイバ 5:光源部 6:モジュール 7:光源部 8-1~8-4:照射用光ファイバ 9:光源部 10-1~10-5:検出用光ファイバ 11-1~11-5:フォトダイオード 12:ロッキング増幅器モジュール 13:サンプル・アンド・ホールドモジュール 14:スイッチ(マルチプレクサ) 15:A/D変換器 16:計算機 17:表示部 18:表示部 19:表示部 20:表示部 21:表示部 22:表示部

【図3】

図3



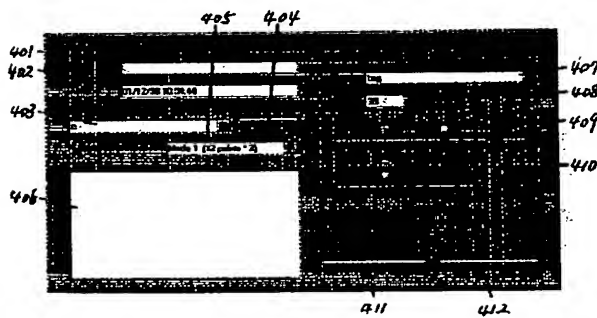
【図5】

図5



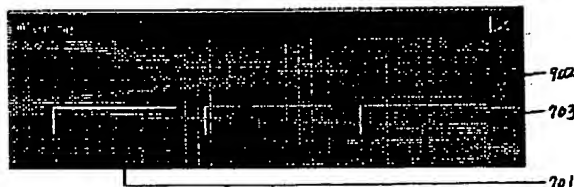
【図4】

図4



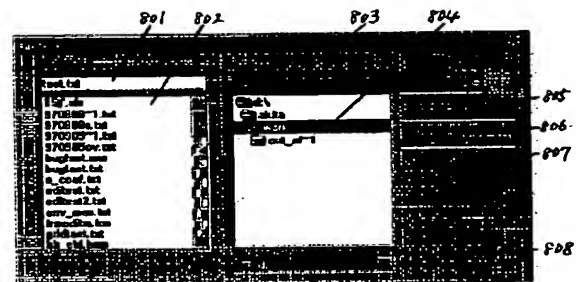
【図7】

図7



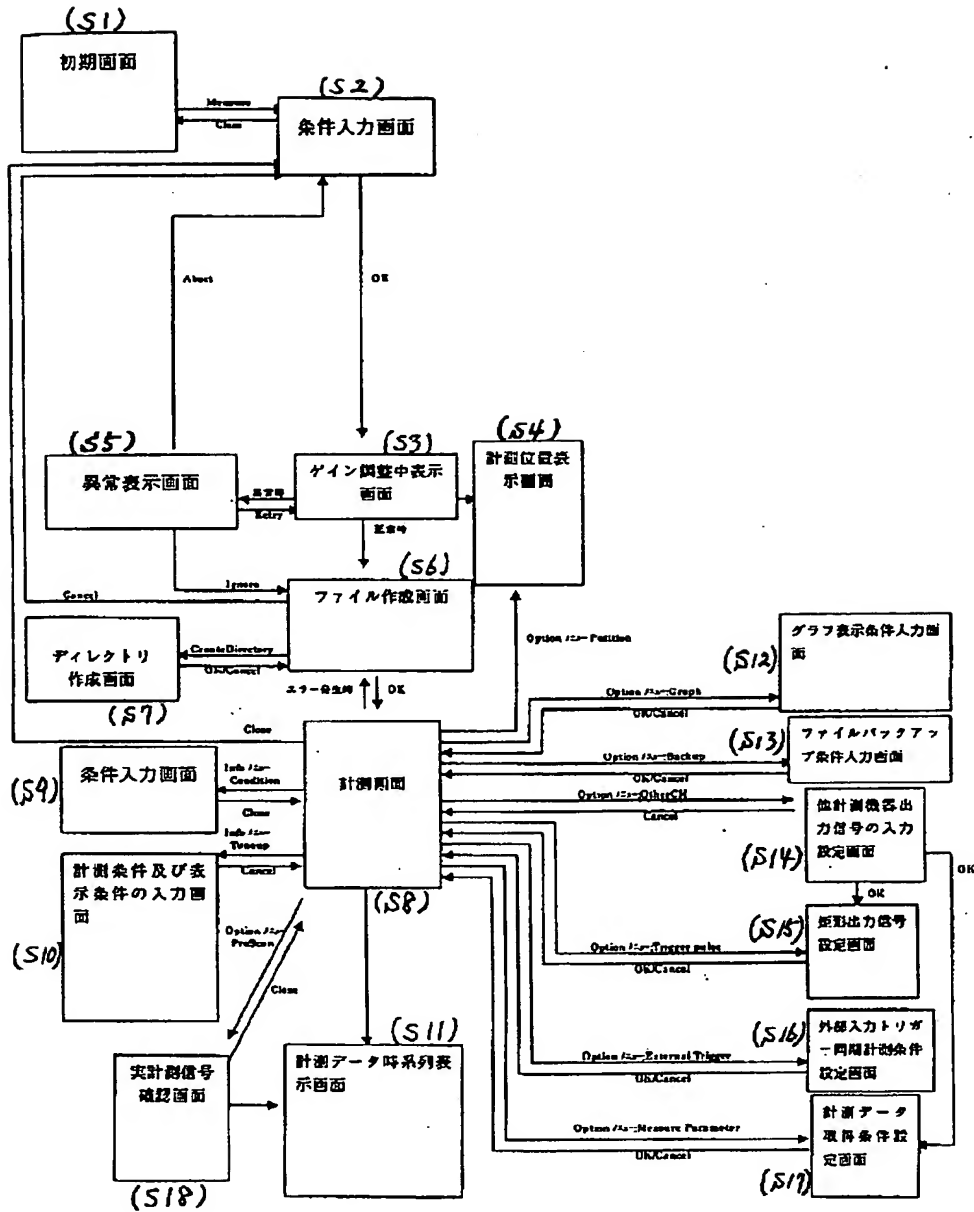
【図8】

図8



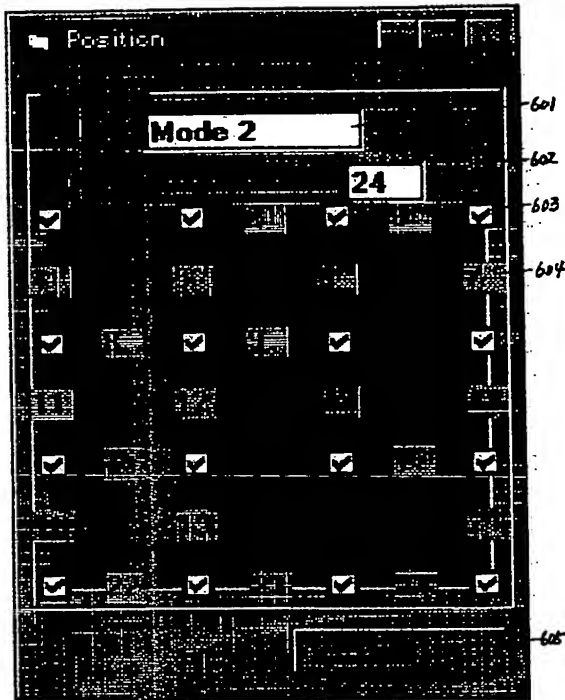
【図2】

図2



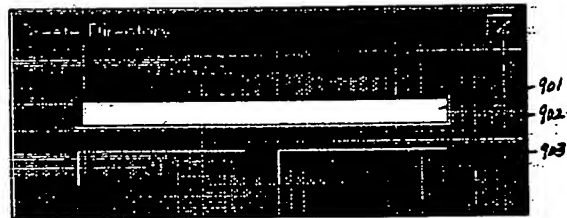
【図6】

図6



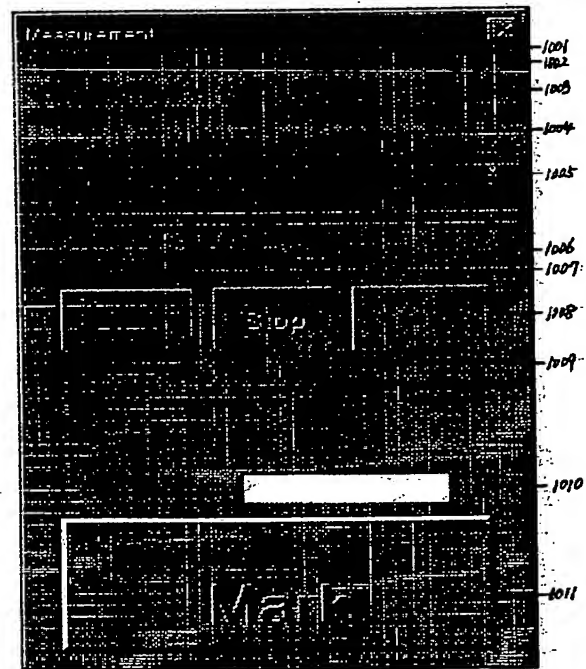
【図9】

図9



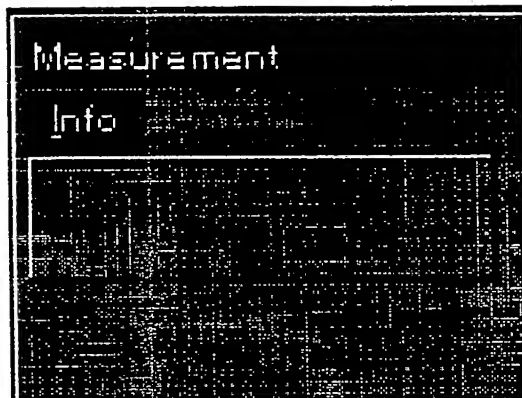
【図10】

図10



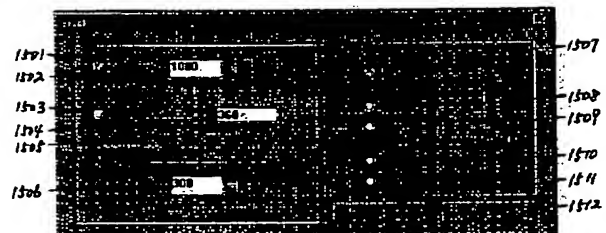
【図11】

図11



【図15】

図15



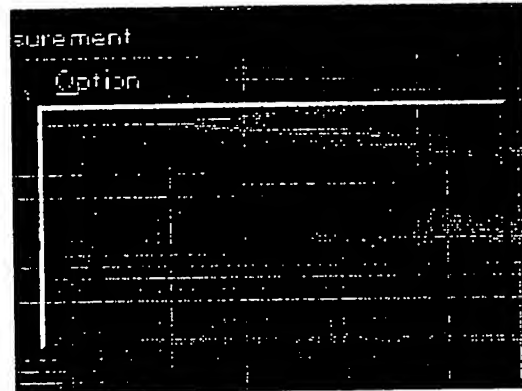
【図12】

図12

Time	Channel	Type	Value	Unit
1	Optical	780	μs	1.00
2	Optical	780	μs	1.00
3	Optical	780	μs	1.00
4	Optical	780	μs	1.00
5	Optical	780	μs	1.00
6	Optical	780	μs	1.00
7	Optical	780	μs	1.00
8	Optical	780	μs	1.00
9	Optical	780	μs	1.00
10	Optical	780	μs	1.00
11	Optical	780	μs	1.00
12	Optical	780	μs	1.00
13	Optical	780	μs	1.00
14	Optical	780	μs	1.00
15	Optical	780	μs	1.00
16	Optical	780	μs	1.00
17	Optical	780	μs	1.00
18	Optical	780	μs	1.00
19	Optical	780	μs	1.00
20	Optical	780	μs	1.00
21	Optical	780	μs	1.00
22	Optical	780	μs	1.00
23	Optical	780	μs	1.00
24	Optical	780	μs	1.00

【図13】

図13



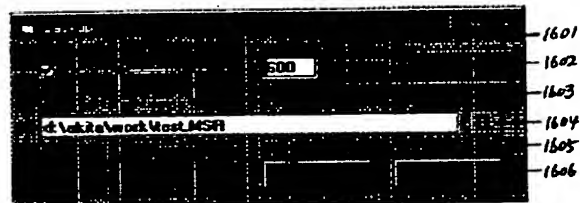
【図14】

図14



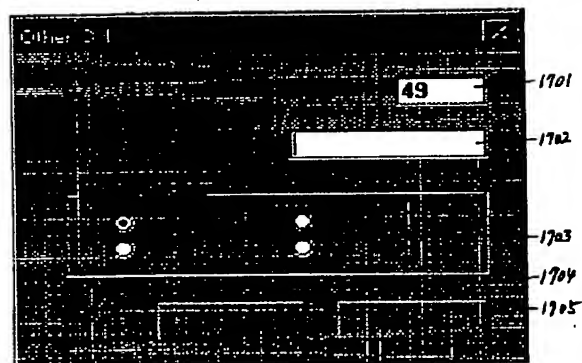
【図16】

図16



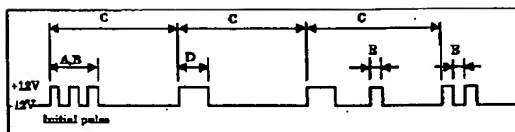
【図16】

図17



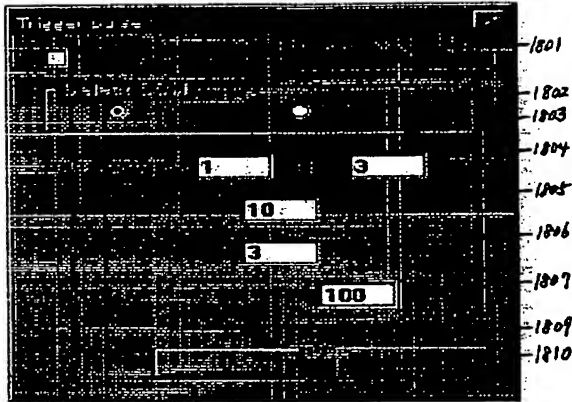
【図19】

図19



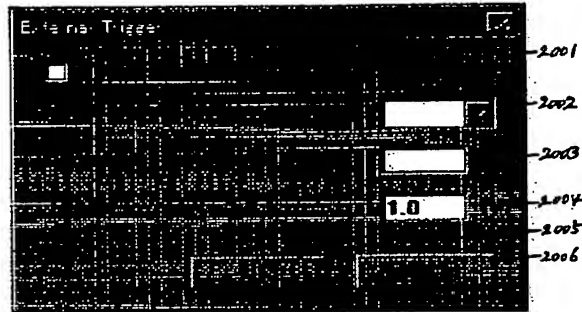
【図18】

図18



【図20】

図20

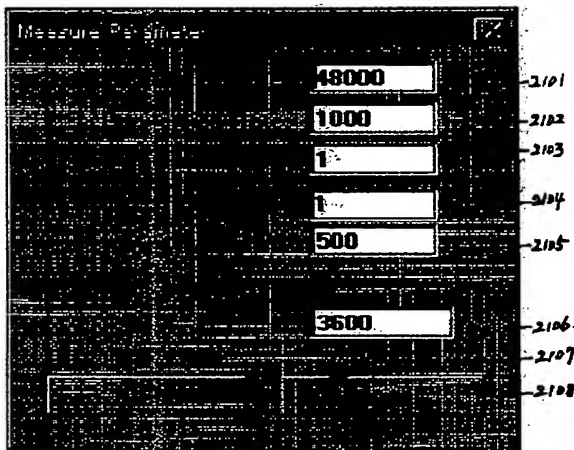


【図22】

図22

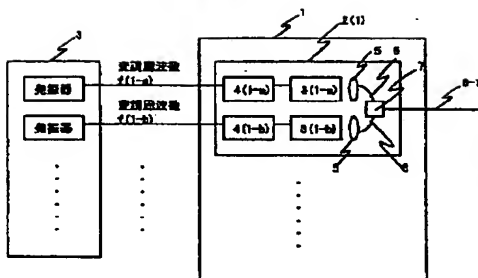
【図21】

図21



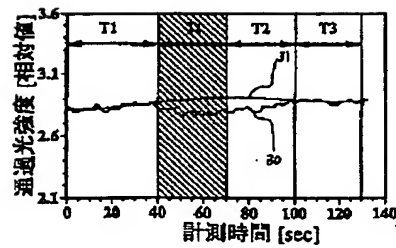
【図23】

図23

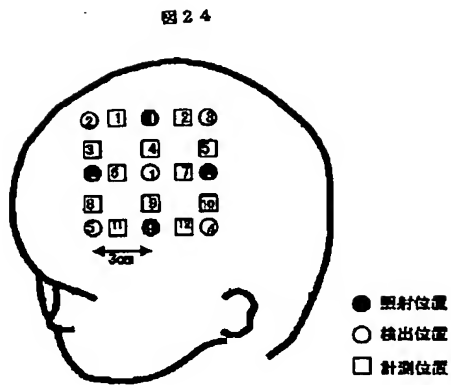


【図26】

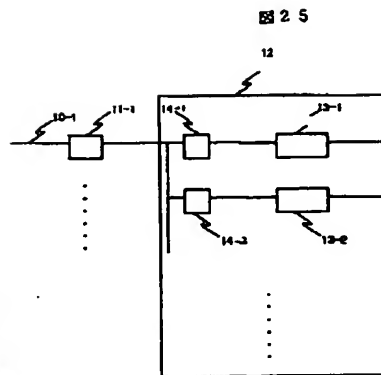
図26



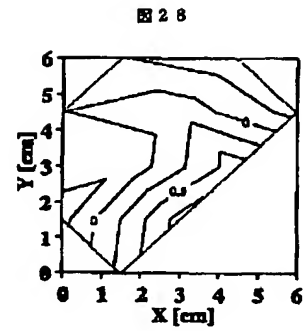
【図24】



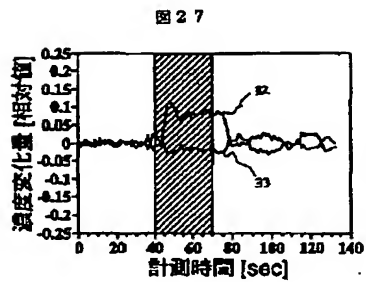
【図25】



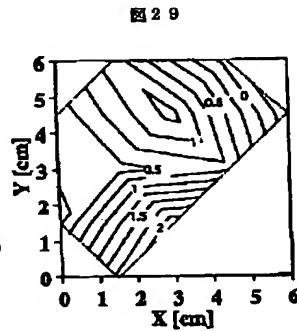
【図28】



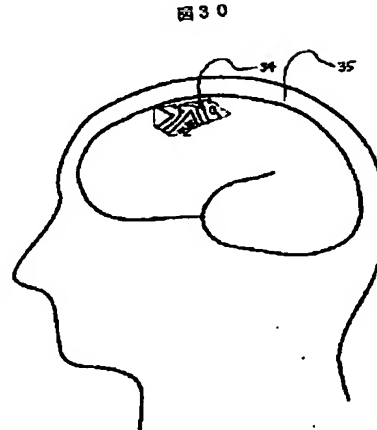
【図27】



【図29】



【図30】



フロントページの続き

(72)発明者 山本 剛
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 小泉 英明
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内